

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
8 juillet 2004 (08.07.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
WO 2004/056283 A2

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : A61C 7/20

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2003/050183

(22) Date de dépôt international :  
17 décembre 2003 (17.12.2003)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
02 16265 19 décembre 2002 (19.12.2002) FR

(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(71) Déposant et  
(72) Inventeur : THIRY, Pol, Jean-Marie, Robert [FR/FR];  
77Bis, Cours Aristide Briand, F-08000 CHARLEVILLE  
MEZIERES (FR).

(74) Mandataire : RHEIN, Alain; CABINET BLEGER-  
RHEIN, 8, Avenue Pierre Mendès France, F-67300  
SCHILTIGHEIM (FR).

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée  
dès réception de ce rapport

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrévia-  
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et  
abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de  
la Gazette du PCT.

(54) Title: ORTHODONTIC WIRE AND METHOD FOR MAKING SAME

(54) Titre : FIL METALLIQUE DU TYPE UTILISE EN ORTHODONTIE ET SON PROCEDE D'OBTENTION

(57) Abstract: The invention concerns an orthodontic wire, combined with attachments bonded on the teeth, to correct position anomalies thereof, made of a material having high mechanical performances and a very low friction coefficient on said attachments. Said material is defined by a base structure made of a titanium-molybdenum alloy comprising, in its outer surface layer, titanium nitrides of type TiN, Ti<sub>2</sub>N, free of titanium oxide.

(57) Abrégé : Fil métallique du type utilisé en orthodontie, en association avec des attaches collées sur les dents, pour corriger des anomalies de position de ces dernières, réalisé en un matériau possédant des performances mécaniques élevées et un très faible coefficient de frottement sur lesdites attaches. Ledit matériau est défini par une structure de base réalisée en un alliage titane-molybdène qui comprend, dans sa couche extérieure superficielle, des nitrures de titane de type TiN, Ti<sub>2</sub>N, exempts d'oxyde de titane.

WO 2004/056283 A2

FIL METALLIQUE DU TYPE UTILISE EN ORTHODONTIE ET SON PROCEDE  
D'OBTENTION.

La présente invention concerne un fil métallique utilisable  
5 notamment dans le secteur médical et en particulier en  
orthodontie, pour corriger des anomalies de position des dents.

De façon simplifiée, la correction des anomalies de position des  
dents s'effectue le plus souvent en soumettant la ou les dents  
10 concernées à une force variable en intensité et en direction  
pendant une durée déterminée. Ces forces sont transmises aux  
dents par l'intermédiaire d'un fil orthodontique, relié, par le  
biais de ligatures, à des attaches collées sur les dents  
concernées.

15

Pour une efficacité optimale, le fil orthodontique doit avoir  
des caractéristiques mécaniques élevées, et doit en particulier  
présenter :

20 - un domaine élastique large permettant de lui conférer une  
activation maximale sans déformation permanente et avec des  
forces d'intensité les plus continues possible,

- une rigidité faible lui permettant de dispenser des forces  
25 légères avec une section suffisante pour contrôler le  
déplacement dentaire,

- une malléabilité et une résistance à la rupture suffisantes,  
permettant de le plier ou de le façonner aisément,

30

- une possibilité de soudage,

- une résistance à la corrosion satisfaisante,

35 - une bio-compatibilité.

Dans les techniques basées sur un système multi-attaches, le déplacement dentaire s'effectue par glissement des attaches sur le fil orthodontique qui leur sert de guide. Les forces de frottement jouent un rôle dans toutes les formes de glissement.

5

Selon des études réalisées par des spécialistes, il est nécessaire, à l'aide des techniques actuelles, d'exercer sur les dents une force de l'ordre de 0,7 à 1 N pour parvenir à les déplacer de 0,5mm en une semaine; néanmoins, seuls quelques centièmes de Newton sont réellement utilisés pour produire ce mouvement physiologique des dents. La différence est attribuée au frottement du fil orthodontique dans l'attache.

Afin d'optimiser les mouvements dentaires et la réponse tissulaire, il est donc essentiel de comprendre et de réduire les forces de frottement entre attache et fil orthodontique.

Conformément à d'autres études réalisées par des spécialistes, le déplacement dentaire le long d'un fil orthodontique, dû à une mécanique de glissement, consiste en une succession d'inclinaisons, puis de redressements par petits incréments. Le mouvement dépend donc plus du frottement statique que du frottement cinétique.

De nombreuses études ont été réalisées en ce qui concerne les paramètres du frottement entre les attaches et le fil, en prenant en compte les paramètres physiques des éléments utilisés et les paramètres biologiques de l'application, cités ci-après :

- les caractéristiques liées aux attaches, notamment les matériaux constitutifs, la largeurs des gorges, leur forme, leur état de surface,

- les caractéristiques des ligatures, qui maintiennent le fil orthodontique dans la gorge de l'attache telles que le type de

matériaux, les formes, l'état de surface et les forces de serrage,

- les caractéristiques des fils, relatives au type de matériaux,  
5 à leur taille, à la forme de leur section, à leur rigidité,
- les rapports tridimensionnels entre le fil et les attaches,  
tels qu'annulation, torque, point d'application de force,
- 10 - les paramètres biologiques, notamment la salive, et la plaque dentaire.

Les résultats de ces études ont été prises en compte dans l'éventail des solutions proposées actuellement aux praticiens  
15 en termes de type d'attaches, de fils orthodontiques, et de ligatures.

Ainsi, indépendamment de leur section ronde, rectangulaire, de la surface plus ou moins importante de celle-ci, ou des  
20 caractéristiques mono ou multi brins, l'on connaît à l'heure actuelle quatre catégories de fils, basés sur différents matériaux, aptes à être utilisés en orthodontie.

L'une de ces catégories concerne des fils en acier inoxydable austénitiques, présentant des nuances et des traitements  
25 thermiques variables mais qui sont tous caractérisés par une résistance à la rupture et une contrainte à la limite élastique élevées, un module d'élasticité élevé, un faible coefficient de frottement sur les attaches.

30

Bien que les deux premières propriétés citées représentent des facteurs peu intéressants en orthodontie, ce type de fil est considéré comme une référence en termes de coefficient de frottement.

35

Les propriétés mécaniques de ce type de fils, relevées sur des échantillons, ont conduit aux valeurs moyennes suivantes:

- Limite élastique en flexion:  $Y_s = 1,257$  Gpa,
- Limite élastique en traction:  $Y_s = 1,53$  Gpa,
- Module d'élasticité en flexion:  $E = 171$  Gpa,
- Module d'élasticité en traction -  $E = 178$  Gpa.

Une autre catégorie de fils est basée sur un alliage nickel-titane, dans lequel le nickel stabilise la phase  $\alpha$  du titane qui peut se transformer en martensite sous l'effet de contraintes mécaniques ou thermiques.

Avec une composition de 52% de nickel, 45% de titane et 3% de cobalt, cet alliage présente, après écrouissage, des propriétés caoutchouteuses. Son module d'élasticité est très faible, sa courbe de traction est très différente de celle d'un alliage classique, et le fil se déforme élastiquement ou se casse; de ce fait les types de courbure possibles sont limités et cet alliage est uniquement commercialisé sous forme de fils orthodontiques préformés.

La faible malléabilité, la résistance à la corrosion plus faible que l'acier, la difficulté de soudure, le frottement relativement élevé de cet alliage limitent par conséquent son emploi en orthodontie.

Une troisième catégorie de fils concerne ceux réalisés en un alliage titane-molybdène.

Ces derniers sont utilisés depuis peu de temps en orthodontie et ont fait évoluer de façon favorable les traitements en terme de résultats, de rapidité et d'efficacité tissulaire. Ils sont

disponibles dans le commerce et couramment appelés «beta-titane».

Le titane-molybdène a été introduit dans le monde orthodontique  
5 par Burstone pour la société Ormco, après une mise au point par  
le métallurgiste Goldberg de l'Institute of Materials Science du  
Connecticut en 1979. Sa composition est la suivante :

- 10 - 77,8 % de titane
- 11,3 % de molybdène;
- 6,6 % de zirconium
- 15 - 4,3 % d'étain.

Le titane est utilisé en métallurgie depuis 1952 et c'est en  
1960 qu'une forme particulière d'alliage du titane haute  
température a été mise au point. En effet, le titane peut  
20 cristalliser suivant deux systèmes :

- le système hexagonal compact (phase  $\alpha$  )
- le système cubique centré (phase  $\alpha$  ).

25 La transformation de la phase  $\alpha$ , stable à froid, en phase  $\alpha$ ,  
stable à chaud, s'effectue vers 885°C. A température ambiante,  
le titane a donc une structure hexagonale compacte. Depuis 1960,  
les métallurgistes savent stabiliser la structure cubique  
30 centrée (phase  $\alpha$ ) à la température ambiante grâce à l'addition  
de molybdène. Cela permet d'obtenir l'alliage titane-molybdène  
(beta-titane) qui présente une limite élastique compatible avec  
une utilisation orthodontique.

35 Les propriétés mécaniques du titane-molybdène publiées et  
relevées sur des échantillons fournissent les valeurs suivantes:

- Limite élastique en flexion :  $Y_s$  0,72 Gpa à 1, 17 Gpa (1,359 Gpa moyenne relevée)

5 - Limite élastique en traction:  $Y_s$  0,45 Gpa à 1,3 8 Gpa (0,90 Gpa moyenne relevée)

- Module d'élasticité en flexion :  $E = 72$  Gpa (72 Gpa moyenne relevée)

10

- Module d'élasticité en traction:  $E = 64,8$  GPa (63 Gpa moyenne relevée)

15 Le module de Young mesuré pour les fils en titane-molybdène correspond à la moitié de celui relevé pour les fils en acier inoxydable, cependant la limite élastique est approximativement identique.

20 D'autre part, l'utilisation de l'alliage titane-molybdène pour réaliser des fils orthodontiques présente un certain nombre d'avantages par rapport à l'utilisation de l'acier inoxydable.

25 En particulier, les intensités des forces développées sont inférieures à celles développées par l'acier inoxydable, et le titane-molybdène permet une déformation élastique de plus grande amplitude. De ce fait la force restituée par le fil reste plus faible, plus constante et travaille plus longtemps.

30 Le champ de travail du titane-molybdène correspond à 1,6 fois celui de l'acier. Ainsi, par rapport à l'acier inoxydable, les fils en titane-molybdène peuvent être courbés sur une distance deux fois plus grande, sans déformation permanente. Ceci permet un plus grand champ d'action, soit dans l'alignement initial des dents, soit pour les fils utilisés au niveau des finitions. Cela  
35 se traduit par une déformation élastique de grande amplitude, tout en développant des forces modérées et plus durables.

Du fait de sa faible rigidité (coefficient de rigidité de 0,42 par rapport à l'acier inoxydable), on peut utiliser l'alliage titane-molybdène pour réaliser des fils présentant des sections importantes, à un stade beaucoup plus précoce du traitement orthodontique; ceci permet un remplissage plus important des gorges des attaches, et donc un meilleur contrôle tridimensionnel des dents portant les attaches.

Par ailleurs, le titane-molybdène peut être soudé à lui même, par soudure électrique, sans apport de métal. Il présente une bonne résistance à la corrosion et il est bio-compatible. Les fils réalisés en titane-molybdène (beta-titane) possèdent un équilibre unique de rigidité faible, de flexion maximale élevée, de malléabilité certaine, les rendant particulièrement fiables dans un grand nombre de modalités de traitements orthodontiques.

Néanmoins, l'alliage titane-molybdène donne lieu à un certain nombre d'inconvénients, dont le plus important réside dans le fait qu'il génère des forces de frottement plus élevées que l'acier inoxydable, ce qui est un frein au déplacement dentaire dans les mécaniques de glissement, par exemple lors de rétractions canines ou de fermetures d'espace.

Pour pallier cet inconvénient, des fils réalisés en alliage titane-molybdène à faible frottement, couramment appelés " beta-titane low friction " sont actuellement commercialisés.

Il s'agit de fils de même composition interne que les fils titane-molybdène précédemment cités mais ayant reçu un traitement de surface permettant de diminuer le coefficient de frottement du fil sur les attaches. Nos essais ont cependant montré que les caractéristiques intéressantes du matériau de base sont bien conservées, mais que l'évolution n'est pas très significative en ce qui concerne l'amélioration du coefficient de frottement sur les attaches.



Ainsi, en ce qui concerne les fils orthodontiques, il n'existe pas, à ce jour, de solution idéale associant des performances mécaniques élevées et un très faible coefficient de frottement sur les attaches.

Le but de la présente invention est par conséquent de combler cette lacune, en proposant un fil métallique apte à être utilisé en orthodontie, en association avec des attaches collées sur les dents, pour corriger des anomalies de position de ces dernières, réalisé en un matériau possédant des performances mécaniques élevées et un très faible coefficient de frottement sur lesdites attaches.

Selon la présente invention, un tel fil se caractérise en ce que le matériau dont il est constitué est défini par une structure de base réalisée en un alliage titane-molybdène qui comprend, dans sa couche extérieure superficielle, des nitrures de titane de type  $\text{TiN}$ ,  $\text{Ti}_2\text{N}$ , exempts d'oxyde de titane.

Un autre but de l'invention est encore de proposer un procédé d'obtention du matériau défini par une structure de base réalisée en un alliage titane-molybdène comprenant, dans sa couche extérieure superficielle, des nitrures de titane de type  $\text{TiN}$ ,  $\text{Ti}_2\text{N}$ , exempts d'oxyde de titane.

Un tel procédé consiste principalement à effectuer un traitement d'implantation de surface d'ions  $\text{N}^+$  et  $\text{N}^{++}$  dans la couche externe superficielle de l'alliage titane-molybdène, en opérant dans une enceinte sous vide, à une température inférieure à  $450^\circ\text{C}$ .

Ce traitement permet de conserver les propriétés mécaniques de l'alliage titane-molybdène classique tout en améliorant considérablement son coefficient de frottement.

Il permet d'obtenir en surface et sur une profondeur de quelques microns des nitrures de titane (  $\text{TiN}$  et  $\text{Ti}_2\text{N}$  ). Du fait que

l'implantation d'ions est réalisée en absence d'oxygène, l'on évite la création d'oxydes de titane qui dégraderaient le coefficient de frottement et limiteraient la nitruration.

- 5 Selon une autre caractéristique du procédé d'implantation d'ions, l'on effectue le traitement au cours de deux phases consécutives, en réalisant tout d'abord une dépassivation et une montée en température par plasma froid non réactif (introduction d'un gaz inerte tel que par exemple l'argon). ceci pendant  
10 environ 45 minutes, puis en réalisant une nitruration obtenue toujours par plasma froid avec introduction d'un mélange de gaz inerte, par exemple d'argon, et d'azote, pendant environ 200 minutes.
- 15 L'ensemble du traitement est effectué à une température inférieure à 450°C.

- Selon une caractéristique additionnelle du présent procédé, les proportions d'argon et d'azote utilisées au cours de la phase de  
20 nitruration doivent être adaptées au volume de l'enceinte mais doivent être telles qu'il y ait assez d'azote pour qu'il soit implanté et assez d'argon pour dissocier l'azote.

- Par ailleurs, le présente procédé prévoit selon une autre  
25 caractéristique, de compléter le traitement de surface tel que précédemment décrit par une phase de refroidissement lent.

- Un tel traitement permet d'une part d'obtenir avantageusement un fil dans lequel pour ainsi dire toutes les caractéristiques  
30 mécaniques inhérentes à l'alliage de titane-molybdène classique et qui sont considérées comme les meilleures dans l'état actuel de la technique en orthodontie, sont conservées.

- Ainsi, l'on a pu mesurer les valeurs suivantes relatives aux  
35 caractéristiques mécaniques de fils selon l'invention réalisé en un matériau défini par une structure de base réalisée en un

alliage titane-molybdène qui comprend, dans sa couche extérieure superficielle, des nitrures de titane de type TiN, Ti<sub>2</sub>N, exempts d'oxyde de titane, après traitement :

5 - Limite élastique en flexion: 1, 381 Gpa.

- Limite élastique en flexion: 0,999 Gpa

- Module d'élasticité en flexion: 88 Gpa

10

- Module d'élasticité en traction: 73 Gpa

D'autre part, le matériau selon la présente invention permet, de surcroît, d'améliorer sensiblement le frottement du fil  
15 orthodontique sur les attaches pour être équivalent, voire supérieur à celui de l'acier inoxydable, considéré par tous les utilisateurs comme la référence en ce domaine.

Ainsi, pour caractériser et comparer l'importance du frottement  
20 dans les applications considérées, les assemblages entre les fils orthodontiques et les attaches sont testés par un procédé avec mouvement alternatif, dans lequel une attache est collée sur un pivot métallique. Le fil appliqué sur cette attache est maintenu par une ligature élastomérique; l'ensemble est lubrifié  
25 par de la salive artificielle. La machine de test assure la traction du fil de façon alternative avec une course fixe de 5 mm. Ce mouvement alternatif est répété plus de 100 fois par essai.

30 L'amplitude moyenne des efforts mesurés par la machine de test, à chaque mouvement, caractérise, de façon comparative, l'importance du frottement statique entre le fil et l'attache.

Les valeurs comparatives mesurées, selon les différents types de  
35 fils testés sont les suivantes :

- Acier inoxydable: 6,49
- Alliage titane- molybdène: 15,81
- 5 - Alliage titane-molybdène " low friction " :11,60
- Alliage titane-molybdène nitruré, selon l'invention: 2,90

10 Par conséquent, du fait de l'amélioration importante des coefficients de frottement statique et dynamique obtenu en utilisant un fil selon l'invention, avec une conservation des propriétés mécaniques qui faisaient tout l'attrait des fils en alliage titane-molybdène classique, l'on peut escompter une extension de son emploi en orthodontie.

REVENDICATIONS

- 1) Fil métallique du type utilisé en orthodontie, en association avec des attaches collées sur les dents, pour corriger des anomalies de position de ces dernières, réalisé en un matériau possédant des performances mécaniques élevées et un très faible  
5 coefficient de frottement sur lesdites attaches, caractérisé en ce que ledit matériau est défini par une structure de base réalisée en un alliage titane-molybdène qui comprend, dans sa couche extérieure superficielle, des nitrures de titane de type TiN, Ti<sub>2</sub>N, exempts d'oxyde de titane.
- 10 2) Procédé d'obtention d'un fil métallique selon la revendication 1, caractérisé en ce que pour former les nitrures de titane de type TiN, Ti<sub>2</sub>N dans la couche externe superficielle de l'alliage titane-molybdène, l'on effectue un traitement  
15 d'implantation de surface d'ions N<sup>+</sup> et N<sup>++</sup> en opérant dans une enceinte sous vide, à une température inférieure à 450°C.
- 20 3) Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que l'on effectue le traitement d'implantation ionique de surface de l'alliage titane-molybdène au cours de deux phases consécutives.
- 25 4) Procédé selon la revendication 3 caractérisé en ce que l'on soumet d'abord l'alliage titane-molybdène à une phase de dépassivation par plasma froid non réactif en introduisant un gaz inerte tout en augmentant progressivement la température, puis à une phase de nitruration par plasma froid en introduisant un mélange de gaz inerte et d'azote.
- 30 5) Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que, au cours des deux phases du traitement d'implantation de surface

d'ions  $N^+$  et  $N^{++}$ , l'on utilise, en tant que gaz inerte, de l'argon.

5 6) Procédé selon l'une quelconque des revendications 4 ou 5, caractérisé en ce que l'on utilise au cours de la phase de nitruration des proportions de gaz inerte et d'azote adaptées au volume de l'enceinte dans laquelle on opère, et comprenant suffisamment d'azote pour permettre son implantation et suffisamment d'argon pour dissocier l'azote.

10

7) Procédé selon l'une des revendications 4 à 6, caractérisé en ce que l'on soumet l'alliage titane-molybdène à la phase de dépassivation pendant environ 45 minutes, puis à la phase de nitruration pendant environ 200 minutes.

15

8) Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 à 7 caractérisé par le fait que l'on complète le traitement d'implantation ionique de surface de l'alliage titane-molybdène par une phase de refroidissement lent.